

This Page Is Inserted by IFW Operations  
and is not a part of the Official Record

## **BEST AVAILABLE IMAGES**

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images may include (but are not limited to):

- BLACK BORDERS
- TEXT CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- FADED TEXT
- ILLEGIBLE TEXT
- SKEWED/SLANTED IMAGES
- COLORED PHOTOS
- BLACK OR VERY BLACK AND WHITE DARK PHOTOS
- GRAY SCALE DOCUMENTS

**IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.**

**As rescanning documents *will not* correct images,  
please do not report the images to the  
Image Problem Mailbox.**

# PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 09-276244

(43)Date of publication of application : 28.10.1997

(51)Int.Cl.

A61B 5/055

A61B 1/00

G02B 23/24

(21)Application number : 08-094244

(71)Applicant : OLYMPUS OPTICAL CO LTD

(22)Date of filing : 16.04.1996

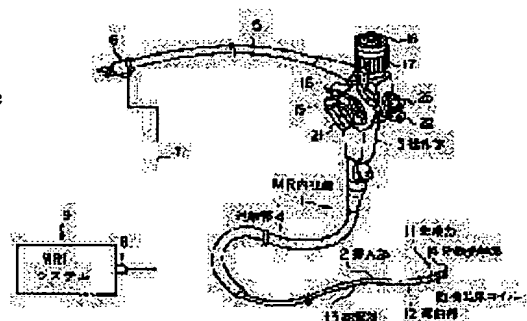
(72)Inventor : MORITA KATSUAKI

## (54) IN-CELOM PROBE FOR NUCLEAR MAGNETIC RESONANCE DIAGNOSTIC DEVICE

### (57)Abstract:

**PROBLEM TO BE SOLVED:** To provide an in-celom probe for a nuclear magnetic diagnostic device, that is excellent in operability through an operating part even if the end of an inserted part having a detecting coil built in is separated from the operating part.

**SOLUTION:** An MR endoscope 1, having a nuclear magnetic resonance signal detecting coil 15 built into the end 11 of an inserted part 2, is provided with the long inserted part 2 for insertion into a celom, an operation part 3 for operating the inserted part 2 at hand, and a soft connection 4 for connecting the inserted part 2 to the operation part 3, the connection 4 being large in diameter and made higher in rigidity than the inserted part 2.



## LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of extinction of right]

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平9-276244

(43) 公開日 平成9年(1997)10月28日

(51) Int.Cl. <sup>6</sup>	識別記号	庁内整理番号	F I	技術表示箇所
A 6 1 B 5/055			A 6 1 B 5/05	3 5 5
1/00	3 0 0		1/00	3 0 0 P
G 0 2 B 23/24			G 0 2 B 23/24	C

審査請求 未請求 請求項の数 1 O L (全 7 頁)

(21) 出願番号 特願平8-94244

(22) 出願日 平成8年(1996)4月16日

(71) 出願人 000000376

オリンパス光学工業株式会社

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(72) 発明者 森田 克明

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ

ンパス光学工業株式会社内

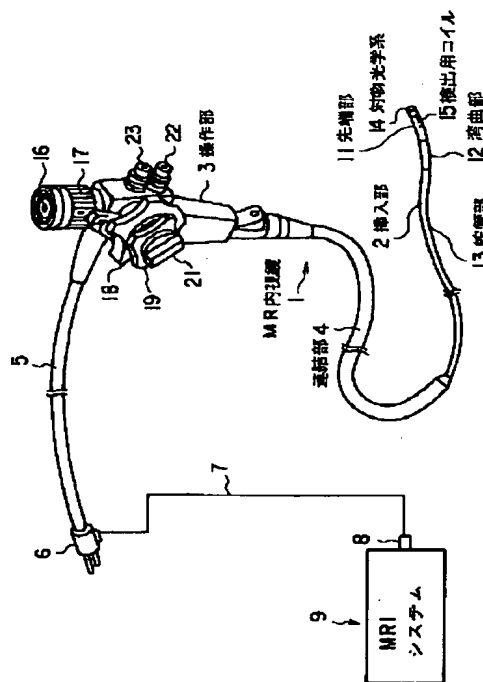
(74) 代理人 弁理士 鈴江 武彦

(54) 【発明の名称】 核磁気共鳴診断装置用体腔内プローブ

(57) 【要約】

【課題】 本発明は検出コイルを内蔵した挿入部先端と操作部が離れていても、操作部による操作性に優れた核磁気共鳴診断装置用体腔内プローブを提供することにある。

【解決手段】 本発明は、核磁気共鳴信号検出用コイル15を挿入部2の先端部11に内蔵したMR内視鏡1において、体腔内に挿入される長尺な挿入部2と、前記挿入部2を手元側より操作するための操作部3と、前記挿入部2と前記操作部3を連結するために軟性の連結部4とを設け、前記連結部4を太く、かつその剛性を挿入部2の剛性より高めた。



## 【特許請求の範囲】

【請求項1】核磁気共鳴信号検出用コイルを挿入部の先端部に内蔵した核磁気共鳴診断装置用体腔内プローブにおいて、  
体腔内に挿入される長尺な挿入部と、  
前記挿入部を手元側より操作するための操作部と、  
前記挿入部と前記操作部を連結するために前記挿入部とは性状の異なる連結部とを具備したことを特徴とする核磁気共鳴診断装置用体腔内プローブ。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、医療用核磁気共鳴診断装置の検出用コイルを内蔵した体腔内用プローブに係り、特に当該プローブが、軟性の挿入部を具備し、その先端に検出用コイルを内蔵した核磁気共鳴診断装置用体腔内プローブに関する。

## 【0002】

【従来の技術】核磁気共鳴診断装置（以下、MRI装置と呼ぶ。）は、X線診断装置、超音波診断装置に継ぐ第3の断層映像装置として発展し、その映像の解像度は様々な改良によって近年、特に向上しつつある。MRI装置の画像の解像度を向上させる一つの方法は、核磁気共鳴信号の検出用コイルを診たい患部の近傍にできるだけ近づけることである。その手段の例として特公平3-5174号公報には挿入部の先端に前記検出用コイルを配置する内視鏡が示されている。

## 【0003】

【発明が解決しようとする課題】ところで、MRI装置は非常に強力な磁界を発生する円筒型磁石の中心に患者を配置し、画像診断を行うものである。したがって、MRI信号検出用コイルを内蔵した内視鏡（以下、MR内視鏡と呼ぶ。）が人体と共に強い磁場の中に置かれる。内視鏡には一般に磁性体材料が使用されているため、強い磁力を受ける。仮に術者が患者の近傍に立って、この強い磁力に抗しながらMR内視鏡を操作することは非常に難しい。万一術者が内視鏡の操作部から手を離せば、そのMR内視鏡は直ちにMRI装置の磁石に吸い寄せられ、MRI装置の電源を止めない限り、二度と引き離すことができなくなる可能性もあった。ところが、MRI装置は一度電源を切ると電源を入れ直すのに、非常に長い時間と多大な労力、及びコストがかかるし、また、稼働率の高いMRI装置を止めたくはない。

【0004】このため、MR内視鏡をチタン等の金属や樹脂などの非磁性体で形成することが考えられた。しかし、チタン等は加工性が悪く、また材料としても高く、経済性の劣る内視鏡になってしまう。

【0005】そこで、MR内視鏡の挿入部を非磁性体で形成し、MR内視鏡の操作部を磁性体を含んだ材料で形成し、挿入部の長さを磁石の磁界が内視鏡の操作に影響がない距離まで長く引き延ばし、磁石の磁界が及ばない

位置に操作部を置くことで、安価で経済的なMR内視鏡を実現するものが考えられる。

【0006】しかしながら、内視鏡は術者が操作部を捻ったり、操作部にあるアングルノブを回転させ、患者の体腔内に挿入した内視鏡挿入部の先端を動かすことで、患部を直視し、診断を行う医療機器であるため、次のような問題点がある。

【0007】MR内視鏡は、通常の内視鏡と異なり、非常に長い挿入部（実際に人体に挿入される部分はその1/3程度）を持つことになるため、術者が操作部に加える捻りが挿入部の先端まで届きにくい。すなわち、操作部を術者が握っても、長い挿入部が途中で捻れるだけで、先端が操作部に追従して回転しにくいという欠点があった。

【0008】また、内視鏡先端の湾曲機構は、アングルノブの回転をアングルワイヤの進退で先端に伝達させるものである。ところが、アングルワイヤ自身が完全な剛体ではなく伸びるために、アングルノブの回転を100%先端に伝達させることはできない。

【0009】従来、一般的な内視鏡の場合にあっては挿入部の長さが短いため、そのアングルワイヤも短くでき、アングルワイヤ自身の伸び量は使用上問題にはならない程度の量であった。しかしながら、MR内視鏡の場合においては挿入部の長さが非常に長い。従来の内視鏡と同じくアングルワイヤを組み込んで使うとすると、そのアングルワイヤの伸び率が従来の一般的な内視鏡と同じであっても、挿入部がかなり長いためにアングルワイヤの伸び量が大きくなり、アングルノブの回転が先端まで届き難く、十分な湾曲角が得られないことになる。

【0010】さらに、内視鏡は先端部まで送気、送水等を行うために、数本の管路が通じている。これら管路は内視鏡の挿入部を極力細径化するために必要最小限の太さを有している。しかし、前述したMR内視鏡の場合にあってはその挿入部の全長が長くなるために必然的にこれら管路の長さも長くなる。すると、長くなる分だけ、流体を流したときの管路抵抗が大きくなる。従って、従来の内視鏡に比べて同じ圧力での、送気、送水、吸引量が少なくなり、MR内視鏡の操作性を低下させる原因になっていた。

【0011】そこで、従来の一般的な内視鏡に比べ、挿入部の捻り剛性を高めたり、アングルワイヤを太くしたり、各管路を太くしたりすると、挿入部の柔軟性がなくなり、また挿入部の径が太くなるため、体腔内に挿入部を挿入の際の患者の苦痛が増大してしまい、内視鏡としては重大な不都合を生じる。

【0012】本発明は前記問題点を鑑みなされたものであり、その目的とするところは磁性体材料を含む操作部と、検出コイルを内蔵した挿入部先端とを結ぶ長尺な部材を持ちながらその操作部による操作性や挿入部の挿入性に優れ、さらにプローブの持つ機能の確保が容易な核

磁気共鳴診断装置用体腔内プローブを提供することにある。

【0013】

【課題を解決するための手段】本発明は、核磁気共鳴信号検出用コイルを挿入部の先端部に内蔵した核磁気共鳴診断装置用体腔内プローブにおいて、体腔内に挿入される長尺な挿入部と、前記挿入部を手元側より操作するための操作部と、前記挿入部と前記操作部を連結するために前記挿入部とは性状の異なる連結部とを具備したことを特徴とする。

【0014】これによれば、挿入部先端から操作部までの距離が長くなることの悪影響を最小限に抑え、操作部の操作追従性の確保、挿入部の挿入性に優れ、体腔内プローブ操作部の操作に良好に追従する。

【0015】

【発明の実施の形態】

<第1実施形態>図1および図2を参照して、本発明の第1実施形態を説明する。

（目的）第1実施形態の目的は本発明の目的に加え、特に操作部から加えた捻りが確実にMR内視鏡の挿入部先端に伝達され、操作部の捻りに良好に追従して挿入部の先端が回転するようにしたMR内視鏡を提供することにある。

【0016】（構成）第1実施形態は本発明を適用したMR内視鏡であって、このMR内視鏡1の全体的な構成を図1で示す。

【0017】つまり、MR内視鏡1は体腔内に挿入される長尺な挿入部2と、操作部3と、前記挿入部2と操作部3を連結する軟性の連結部4と、図示しない観察用光源装置に伸びるユニバーサルコード5とを有してなり、ユニバーサルコード5の延出先端には光源接続用コネクタ6が設けられている。ユニバーサルコード5の延出先端にあるコネクタ6の部分からはMR信号コード7が延出され、このMR信号コード7の先端にはMR信号を取り出すためのMRコネクタ8が設けられている。このMRコネクタ8はMRシステム9に接続される。

【0018】前記挿入部2は先端部11と、この先端部11に接続されその先端部11を患部に近接させるための湾曲部12と、この湾曲部12に接続された蛇管部13とからなる。挿入部2の先端部11には対物光学系14及びMR信号検出用コイル15が内蔵されている。なお、対物光学系14はMR信号検出用コイル15よりも先端側に位置して設けられている。

【0019】前記操作部3には接眼光学系16と、視度調整部17と、アングルノブ18、19と、アングルノブ固定用レバー21と、送気送水ボタン22と、吸引ボタン23が設けられている。

【0020】挿入部2の長さ、太さは、通常の内視鏡の挿入部と同程度の長さであり、術者は通常の内視鏡と同

様に挿入部2を患者に挿入することができるようになっている。挿入部2の手元側端には後述する接続部を利用して軟性で長尺な連結部4の先端が接続されている。また、連結部4の手元側端は前記操作部3に接続されている。つまり、連結部4は挿入部2と操作部3とを連結し、挿入部2の長さを実質的に延長させている。そして、連結部4はその手元側端が前記MRシステム9の磁界の影響が小さく、十分安全に操作ができる領域に操作部3を位置させ得るところまで延びる十分な長さを具備している。概して挿入部2の2倍程度の長さが適当である。

【0021】前記挿入部2および連結部4の構造は図2に示すように構成されている。つまり、連結部4と挿入部2のものは略同様な構成で、連結部4は、例えば帯状部材を巻いてなるフレックス31と、このフレックス31の外周に被嵌したブレード32と、このブレード32の外周を液密に被覆するポリウレタンの外皮33との3層構造の長尺で柔軟な非磁性のチューブ状部材34を構成している。このような構造は挿入部2のものと同様であるが、この連結部4については、挿入部2のものよりも外径が太く、かつ厚いフレックス31と外皮33を用いている。このため、連結部4は柔軟性は保ちながら捩れ難い。つまり、連結部4の捻り剛性は、挿入部2のそれよりも高く設定されている。したがって、操作部3に加えた捻りトルクが減衰なく先端側に伝達させ得る。

【0022】そして、連結部4のチューブ状部材34の内部には、信号ケーブル36、アングルワイヤ37、送水管路38、送気管路39、吸引管路40および伝送光学系41などが内蔵されている。また、このチューブ状部材34に内蔵される各部材は挿入部2内に導かれ、挿入部2の先端側に導かれる。

【0023】前記アングルワイヤ37は上下左右の4つのものに対応したものがあり、チューブ状部材34内に挿通された図示しない例えばチューブをガイドとして進退自在に案内されるようになっている。

【0024】MR内視鏡1の湾曲機構は操作部3に設置されたアングルノブ18、19の回転を図示しないブリーを介して前記アングルワイヤ37の進退運動に変換し、MR内視鏡1の挿入部2の先端部まで挿通されたアングルワイヤ37によりその湾曲部12を湾曲させて先端部11の向きを選定するようになっている。

【0025】また、連結部4内におけるアングルワイヤ37は挿入部2内における部分の太さと同じでもよいが、挿入部2内における部分よりも太く形成し、アングルワイヤ37の引張り強度を高め、性状を異ならしめている。

【0026】また、他の内蔵部材についても性状を異ならしめてある。太径の連結部4内においては挿入部2の部分程、細径化する必要がなく、太さに余裕を持たすこ

とができる。例えば送水管路38、送気管路39や吸引管路40を形成するチューブを太くし、それぞれの内径を大きくして管路抵抗を小さく抑えることができる。また、フレックス31や外皮33の厚みを厚くして捻り剛性を高めることもできる。

【0027】ところで、前記連結部4の外装を形成するチューブ状部材34は、挿入部2のチューブ状部材42よりも外径を大きく形成することにより、挿入部2よりも高い捻り剛性に設定され、その性状を異ならしめてある。これより、連結部4の捻り量を小さく抑えられるため、操作部3の捻り操作に対して連結部4の先端側部分が良好に追従する回転が得られる。

【0028】連結部4のチューブ状部材34と挿入部2のチューブ状部材42との接続部はその両者を接続する非磁性の金属で必要最小限の厚みで形成したテーパ状の接続管43を有し、このテーパ状の接続管43によって挿入部2と連結部4を滑らかにつなげている。この接続管43の外周は同じくテーパ状のカバー44によって覆われている。カバー44は電気的安全性確保のために、例えばシリコンゴム等の絶縁材料によって形成されている。

【0029】そして、前述したように挿入部2、連結部4、接続管43、カバー44およびそれに関連する各部材は、例えばチタン等の金属や樹脂などの非磁性体で形成されている。つまり、連結部4より先端側の部分は基本的に非磁性体で作られている。

【0030】一方、前記挿入部2の先端にあるMR信号検出用コイル15に接続される信号ケーブル36はその挿入部2、連結部4、操作部3およびユニバーサルコード5を経由し、ユニバーサルコード5の延出先端にあるコネクター6から引き出されるMR信号コード7に接続される。伝送されるMR信号はMRコネクター8を経由してMRIシステム9に入力され、そこでMRが像を形成するようになっている。

【0031】また、前記操作部3は一般的な内視鏡と同様に磁性体金属などを利用する部材も含まれている。しかし、操作部3における少なくとも一部の必要部材を非磁性体で形成するようにしてもよい。

【0032】（作用）本内視鏡1は操作部3を把持し操作を行う第1術者と、挿入部2を把持し、患者に挿入していく第2術者の二人法により挿入、検査される。体腔内に挿入されるのは、長くても接続部までであり、連結部4が体腔内に入ることはない。

【0033】また、MRI内視鏡1の挿入部2は連結部4を設けて延長したことによりその操作部3は前記MRIシステム9の磁界の影響が小さく、十分安全に操作ができる領域に設置させ、その離れた位置において操作部3を操作する。連結部4の捻り剛性が高いので、操作部3から捻りを加えると、その連結部4を介して挿入部2およびその先端にその捻りが正確に伝達される。

【0034】（効果）連結部4の捻り剛性は挿入部2のものに比べて高く設定されているため、操作部3から加える捻りトルクがほとんどそのまま、連結部4を介して挿入部2およびその先端に確実にかつ正確に伝達される。従って、術者は、通常の内視鏡と同様の感覚で挿入部先端を操ることが可能となる。また、挿入部2が従来の内視鏡と同じ剛性で、その挿入部2の柔軟性が確保され、かつ挿入部2を太くする必要がないので、患者に与える苦痛も増大することがない。

【0035】＜第2実施形態＞図3を参照して、本発明の第2実施形態を説明する。

（目的）第2実施形態の目的は本発明の目的に加え、特に操作部に加えた捻りが確実に内視鏡先端に伝達され、操作部の捻りに良好に追従して挿入部先端が回転するMRIプローブであって、第1実施形態のような接続部を設けないタイプのMRIプローブを提供することにある。

【0036】（構成）第2実施形態のMRIプローブは、挿入部の先端にMRI信号検出用コイルを内蔵し、前記検出用コイルよりも先端側に観察用光学系を具備するMRI内視鏡であるが、操作部3から先端まで伸びる挿入部2のうち、操作部3側の体腔内に実際には挿入されない手元側の部分を補強チューブ51でカバーしたものである。

【0037】この実施形態におけるMRI内視鏡1の挿入部2は操作部3の接続端52から先端部まで同じ太さで延びるかなり長い蛇管53を有し、その蛇管53の中には前述したような各種の内蔵物が挿通されている。ただし、生体に挿入されない手元側の部分については補強チューブ51が、その蛇管53の周囲にかぶせられている。

【0038】補強チューブ51自身の構造は図3に示すようにフレックス54と外皮55からなる2層構造であり、その補強チューブ51の両端部の構造は同じく図3に示すように構成されている。まず、補強チューブ51の先端側端部はシリコンゴム等からなる筒状の密着部材56が固定されている。この密着部材56は補強チューブ51を蛇管53の外周面に密着させ、補強チューブ51と蛇管53との間で滑りが発生しないようになっている。

【0039】補強チューブ51の手元側端部には操作部3の接続端52の溝57に嵌まり込む突起58を有した筒状の固定部材59が設けられ、その突起58が接続端52の溝57に嵌合することによって操作部3に補強チューブ51の手元側端部を固定する。

【0040】そして、体腔内に実際には挿入されない手元側の蛇管53の部分に補強チューブ51を被嵌することにより、補強チューブ51より先端側に位置する通常の挿入部2の部分と操作部3とを連結する連結部4を構成し、その連結部4はそれより先端側に位置する挿入部

10

20

30

40

50

2の部分より捻り剛性を高めた性状にしてある。その他の構成は前記第1実施形態のものと同様な構成になっている。

【0041】(作用)補強チューブ51をかぶせた部分の捻り剛性は挿入部2の蛇管53の捻り剛性よりも高くなるため、補強チューブ51をかぶせた部分、つまり連結部4の捻り量は小さく抑えられるため、操作部3の捻り操作に対して、挿入部2の先端側部分がそれに良好に追従して回転するようになる。

【0042】挿入部2の蛇管53だけでは挿入部2の捻れにより操作部3に与えられた捻りトルクは先端まで伝達されないが、補強チューブ51を装着し、挿入部2が補強チューブ51とともに回転するようにすることで、与えられた捻りトルクが、略100%程度、挿入部2に伝達されるようになる。

【0043】(効果)この実施形態によれば、第1実施形態と同様の効果が得られる。ただし、第1実施形態のような接続部がなく、構造的に簡略であるため、MR内視鏡の製造が容易である。

【0044】<第3実施形態>図4を参照して、本発明の第3実施形態を説明する。

(目的)第3実施形態の目的は本発明の目的に加え、特に操作部に加えたアングル操作が確実に内視鏡先端に伝達され、湾曲部が操作部の湾曲操作に良好に追従し先端が湾曲するMRIプローブを提供することにある。

【0045】(構成)本実施形態のMRIプローブは、先端にMRI信号検出用コイルを内蔵し、さらに観察用光学系及び湾曲部を具備するMR内視鏡であって、挿入部2の湾曲部12を操作するためのアングルワイヤ37が、操作部3より連結部4を介して、挿入部2の先端まで挿通している。ここでのアングルワイヤ37は挿入部2内に挿通されたアングルワイヤ部37aと連結部4内に挿通されたアングルワイヤ部37bとを連結することにより形成されている。そして、後者のアングルワイヤ部37bのヤング率が前者のアングルワイヤ部37aのヤング率よりも高く設定し、その性状を異ならしめている。

【0046】アングルワイヤ部37aとアングルワイヤ部37bとの接続は、接続管43の内部において各端部をかしめ管61に嵌め込むことにより固定がなされている。そして、この実施形態の場合には連結部4内では手元側のアングルワイヤ部37bの外径が先端側のアングルワイヤ部37aよりも巻線数が多いか、素線が太く、また通常の内視鏡のものよりも巻線数が多いか、素線が太く、ヤング率の高いワイヤ素材が用いられている。若しくは手元側のアングルワイヤ部37bのヤング率を高めるため、その素材自体が、高剛性材料で作り、太さは同じでもヤング率の高いものとしてもよい。

【0047】一方、挿入部2内においては、通常の内視鏡と同じ特性のアングルワイヤ部37aが用いられるた

め、その挿入部2の外径が太くさせる原因とはならない。その他は前記第1実施形態のものと同様な構成になっている。

【0048】(作用)連結部4に挿通したアングルワイヤ37bの部分のヤング率が通常の内視鏡のものよりも高くなっているために、連結部4の部分ではアングルワイヤ37自身の張力による伸びは、挿入部2への挿通部分に比べてわずかになる。従って、アングルノブ18、19の回転量とそれによる先端湾曲角が通常の内視鏡を使用する際と同程度にすることができる。

【0049】(効果)アングルノブ18、19の回転量と先端湾曲角の関係が、通常の内視鏡を使用する際と同程度にすることができるため、術者は通常の内視鏡と同様の感覚で先端を操ることが可能となる。

【0050】<第4実施形態>図5を参照して、本発明の第4実施形態を説明する。

(目的)第4実施形態の目的は本発明の目的に加え、特に内視鏡の挿入部、連結部に挿通した管路を有し、これを通じて操作部より、水、薬液、空気等の注入、汚物や粘液の吸引等を行うに際し、従来の内視鏡と同程度の管路抵抗で行うことのできるMRIプローブを提供することにある。

【0051】(構成)本実施形態のMRIプローブは先端にMRI信号検出用コイルを内蔵し、前記検出用コイルよりも先端側に観察用光学系を具備するMR内視鏡であって、挿入部2の先端部から連結部4を経由し操作部3もしくは光源接続用コネクタ6の部分まで送気、送水、吸引の各管路71、72、73が挿通している。

【0052】ここで、各管路71、72、73は挿入部2に挿通された管路部71a、72a、73aと、連結部4に挿通された管路部71b、72b、73bとを連結して形成され、後者の管路部71b、72b、73bの内外径が前者のものよりも太く設定されている。なお、内視鏡の送気、送水は光源内部に内蔵された送気ポンプの圧力によって空気、タンク内の水が選択的に先端に送ることができるようになっている。

【0053】各管路71、72、73における先端側の管路部71a、72a、73aと、手元側の管路部71b、72b、73bとは接続管43内においてそれぞれ、専用のアダプター75によって接続されている。各アダプター75は例えばポリプロピレン等の樹脂製であって非磁性であるため、磁界の影響は受けない。

【0054】本実施形態では送気、送水、吸引の3つの管路の管路抵抗を減らすために、連結部内の管路径を他の部分よりも太くしたが、それ以外の管路、例えば、先端部の検出コイル周囲にスタンドオフを設けるためのバルーン送気、吸引管路でも同様である。

【0055】また、気体は液体よりも管路抵抗が小さくなるため、液体が通る送水、吸引管路のみ本実施形態のような対策を用いても良い。連結部の外径を小さくした

い場合には効果的である。その他は前述した第1実施形態のものと同様な構成になっている。

【0056】(作用) 連結部内では各管路共、径が大きくなっているため、管路の断面積に反比例し、長さ按比例して大きくなる管路抵抗は、連結部4内では小さく抑えることができる。従って、各管路の送気、送水、吸引時の管路抵抗は、通常の内視鏡と同様にはならないが、先端から操作部3もしくは光源接続用コネクター6まで、同一径の管路を用いる場合に比べて、大幅に小さくすることができる。

【0057】(効果) 操作部の送気、送水、吸引ボタンの押圧時間と先端での送気、送水、吸引量の関係が、通常の内視鏡を使用する際にかなり近づけることができるため、術者は通常の内視鏡に近い感覚で内視鏡を操作することが可能となる。

【0058】【付記】

(1) 核磁気共鳴信号検出用コイルを挿入部の先端部に内蔵した核磁気共鳴診断装置用体腔内プローブにおいて、体腔内に挿入される長尺な挿入部と、前記挿入部を手元側より操作するための操作部と、前記挿入部と前記操作部を連結するために前記挿入部とは性状の異なる、軟性の連結部とを具備したことを特徴とする核磁気共鳴診断装置用体腔内プローブ。

【0059】(2) 前記連結部は前記挿入部の捻り剛性よりも大きな捻り剛性を有することを特徴とする第1項に記載の核磁気共鳴診断装置用体腔内プローブ。

(3) 前記プローブの挿入部における先端部の湾曲機構を前記操作部より制御するために動力を操作部から湾曲機構に伝達するアングルワイヤを備え、前記アングルワイヤの、前記連結部内を挿通する部分のヤング率を、前記アングルワイヤの前記挿入部内を挿通する部分のヤング率よりも高くしたことを特徴とする第1、2項に記載の核磁気共鳴診断装置用体腔内プローブ。

【0060】(4) 前記プローブの挿入部はその挿入部の先端部に送気、送水を行うための管路系を備え、前記管路系の前記連結部内を挿通する部分の管路抵抗を、前記管路系の前記挿入部内を挿通する部分の管路抵抗よりも低くしたことを特徴とする第1、2、3項に記載の核磁気共鳴診断装置用体腔内プローブ。

【0061】(5) 前記連結部は前記挿入部の太さより太\* 40

\*くしたことを特徴とする第1、2、3、4項に記載の核磁気共鳴診断装置用体腔内プローブ。

(6) 前記連結部は前記操作部から挿入部に延びる蛇管部の外周に補強チューブを被嵌して構成したことを特徴とする第1、2、3、4、5項に記載の核磁気共鳴診断装置用体腔内プローブ。

【0062】

【発明の効果】以上説明したように本発明は、挿入部と操作部の間に連結部を設け、挿入部を延長するとともにその連結部の捻り剛性等の性状を先端側の挿入部のものと異ならせたから、例えば連結部の捻り剛性を高めたり、連結部内で太いアングルワイヤを用いたり、連結部内での各種管路径を太くすることも容易にできる。従って、操作部から挿入部先端までの距離が長くなることにより発生する各種問題点を克服でき、通常の内視鏡の挿入性や操作性を確保し、さらに核磁気共鳴診断装置用体腔内プローブの機能や性能が減じることがないようにすることができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】第1実施形態に係るMR内視鏡の全体的な構成を示す斜視図。

【図2】第1実施形態に係るMR内視鏡の挿入部と連結部との接続部の断面図。

【図3】第2実施形態に係るMR内視鏡の挿入部と連結部との断面図。

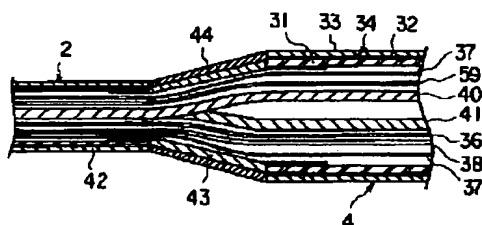
【図4】第3実施形態に係るMR内視鏡の挿入部と連結部との接続部の断面図。

【図5】第4実施形態に係るMR内視鏡の挿入部と連結部との接続部の断面図。

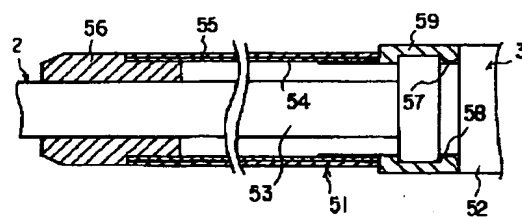
【符号の説明】

1…MR内視鏡、2…長尺な挿入部、3…操作部、4…連結部、5…ユニバーサルコード、6…光源接続用コネクター、7…MR信号コード、8…MRコネクター、9…MRIシステム、11…先端部、12…湾曲部、13…蛇管部、14…対物光学系、15…MR信号検出用コイル、31…フレックス、32…ブレード、33…外皮、34…チューブ状部材、36…信号ケーブル、37…アングルワイヤ、38…送水管路、39…送気管路、40…吸引管路、41…伝送光学系、43…接続管、44…カバー。

【図2】

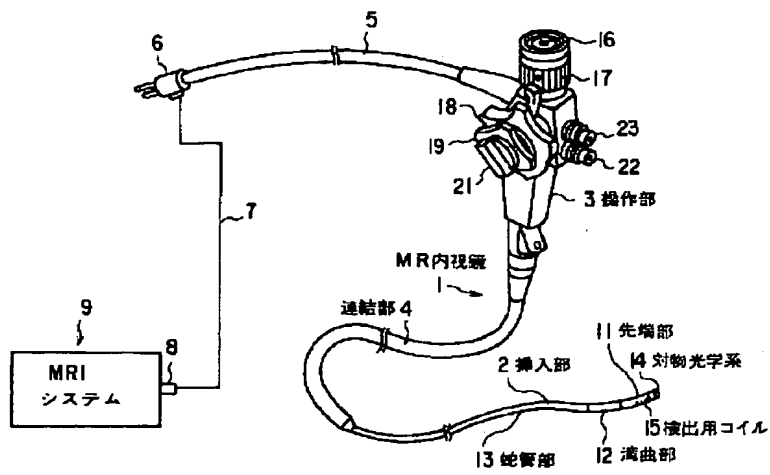


【図3】

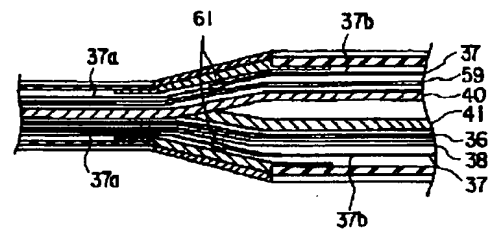




【図1】



【図4】



【図5】

